

Trabajo Fin de Grado

Estudio computacional y experimental de la
fractura de fémures artificiales con y sin refuerzo
de cemento

Computational and experimental study of
artificial femurs fracture with and without cement

Autor

Adrián del Barrio Aranda

Directora

M^a Ángeles Pérez Ansón

Resumen

La osteoporosis es una patología que consiste en la disminución de la densidad ósea, que se desarrolla principalmente con la edad, con lo que deriva en una mayor fragilidad de los huesos. Como consecuencia del aumento de la esperanza de vida de las personas en los países desarrollados, la osteoporosis es una enfermedad cada día más común, que provoca que, ante cualquier caída se produzcan fracturas en los huesos y, especialmente, de cadera. Por tanto, es un problema de gran magnitud que hay que abordar para poder encontrar soluciones y medidas preventivas y disminuir así su impacto.

La femoroplastia es una técnica preventiva que consiste en inyectar cemento óseo en huesos con presencia de osteoporosis para aumentar la resistencia de los huesos.

El objetivo de este trabajo es desarrollar un modelo computacional capaz de predecir la localización y carga en las cuales se va a producir la fractura de un fémur. Dado que la mayor consecuencia de la osteoporosis es la rotura de cadera producida por impacto, este trabajo se va a centrar en las fracturas que tienen lugar en la zona proximal de distintos fémures, en la cabeza y cuello de los mismos. En concreto, se han analizado 16 fémures distintos, con y sin presencia de cemento óseo para estudiar su influencia en la carga de rotura.

En primer lugar, se obtuvieron las geometrías de imágenes de 16 fémures artificiales mediante Tomografía Axial Computerizada, procesando las mismas con el software Materialise Mimics v.21.0 (Materialise N.V., Leuven, Bélgica). Posteriormente, se realizó un análisis de sensibilidad de malla para determinar cuál era el tamaño de elemento más adecuado para el cálculo con elementos finitos.

A continuación, se procedió al cálculo de la fractura de cada uno de los 16 fémures mediante el modelo computacional desarrollado, con el software Abaqus v.6.14 (Dassault Systèmes Simulia Corp., Providence, RI, USA).

Finalmente, dado que dichos fémures artificiales habían sido ensayados en el laboratorio bajo las mismas condiciones que se han impuesto en el modelo computacional, para determinar la carga de fractura de todos ellos, se realizó la validación del modelo computacional mediante la comparación de los resultados obtenidos con el mismo y en el laboratorio.

Como conclusiones, se ha desarrollado el modelo computacional previsto y ha sido validado, de manera que se puede emplear para determinar las zonas de fractura de los fémures. Adicionalmente, se plantean algunas posibles mejoras como líneas futuras para aumentar la precisión del mismo.

Índice

1	Introducción	1
1.1	Osteoporosis, fracturas de cadera y femoroplastia	1
1.2	Simulación de la biomecánica de la fractura	2
1.3	Objetivo.....	2
1.4	Estructura del TFG	2
2	Estructura del fémur	4
2.2	Estructura interna del fémur	5
2.3	Tipos de fractura de cadera.....	6
3	Experimento y modelo computacional.....	8
3.3	Fémures artificiales y experimento de fractura	9
3.3.1	Características de los fémures artificiales empleados	9
3.3.2	Ensayo de fractura realizado.....	9
3.4	Simulación computacional de la fractura.....	10
3.4.1	Generación del modelo de elementos finitos	10
3.4.2	Propiedades de los materiales	11
3.4.3	Cargas y condiciones de apoyo	11
3.4.4	Estimación de la carga de fractura	13
4	Resultados	16
4.1	Resultados experimentales	16
4.2	Resultados computacionales.....	18
4.3	Comparación y análisis estadístico	19
5	Conclusiones y desarrollo futuro	24
6	Bibliografía	26
	Anexo I. Segmentación de las imágenes y obtención de las geometrías	27
AI.1	Segmentación de las imágenes	27
AI.2	Mallado de la geometría y asignación de materiales	33
	Anexo II. Análisis de sensibilidad de malla	37
AII.1	Características de los análisis de sensibilidad	37
AII.2	Análisis de sensibilidad de malla de fémur sin cemento	37
AII.3	Análisis de sensibilidad de malla de fémur con cemento.....	39
AII.4	Características de la malla escogida.....	40

Índice de figuras

Figura 1.1. Diferencia entre hueso sano (izquierda) y con distintos grados de osteoporosis. (http://www.endocrinovigo.com/la-osteoporosis/)	1
Figura 2.1. Articulación de la cadera. (https://www.mba.eu/blog/que-es-protesis-de-cadera/)	4
Figura 2.2 Partes del fémur (https://documents.ec/document/hueso-femur.html)	4
Figura 2.3. Zona proximal del fémur (https://www.msmanuals.com/es-cr/hogar/traumatismos-y-envenenamientos/fracturas/fracturas-de-cadera)	5
Figura 2.4. Estructura interna del fémur. (http://anatomiaal instante.blogspot.com/2015/11/huesos-funciones-constitucion-y-partes.html)	6
Figura 2.5. Tipos de fractura de cadera según su localización. (http://www.atensalud.com/2020/07/fractura-de-cadera_30.html)	6
Figura 3.1. Fotografía del fémur 13 durante el ensayo. A: Ensayo; B: Carga y sujeción	10
Figura 3.2. Distribución de los nodos de aplicación de la carga en la cabeza del fémur	12
Figura 3.3. Dirección de los ejes de la geometría y descomposición de la carga aplicada	12
Figura 3.4. Empotramiento en la zona distal de la epífisis	12
Figura 3.5. Diagrama esquemático del proceso de cálculo de carga de fractura para fémures con y sin cemento	15
Figura 4.1. Gráfica de valor promedio de carga de fractura experimental y de su desviación estándar de cada uno de los grupos de hueso	17
Figura 4.2. Gráfica de valor promedio de carga de fractura computacional y de su desviación estándar de cada uno de los grupos de hueso	19
Figura 4.3. Fractura del fémur 14 (sin cemento) en su cara frontal. Lado izquierdo: Fotografía de la rotura obtenida en laboratorio; Lado derecho: Imagen del riesgo de fractura obtenida mediante el modelo computacional	19
Figura 4.4. Fractura del fémur 14 (sin cemento) en su cara posterior. Lado izquierdo: Fotografía de la rotura obtenida en laboratorio; Lado derecho: Imagen del riesgo de fractura obtenida mediante el modelo computacional	20
Figura 4.5. Gráfica de comparación de los valores promedio de carga de fractura computacional y de su desviación estándar de cada uno de los grupos de hueso en los ensayos experimentales y computacionales	20
Figura 4.6. Gráfica comparativa de cargas de fractura normalizadas experimentales y computacionales para todos los fémures con cemento de tipo Opacity	22
Figura 4.7. Gráfica comparativa de cargas de fractura normalizadas experimentales y computacionales para todos los fémures con cemento de tipo F20	22
Figura 4.8. Gráfica comparativa de cargas de fractura normalizadas experimentales y computacionales para todos los fémures con cemento de tipo Opacity	23
Figura AI.1. imagen importada en Mimics	27
Figura AI.2. Imagen en Mimics con la máscara inicial	28
Figura AI.3. Imagen en Mimics del fémur con la máscara cortada a su longitud correspondiente	28
Figura AI.4. Imagen en Mimics del fémur sin la máquina	29
Figura AI.5. Detalle de la zona de la cabeza del fémur. A: Con el agujero sin tapar; B: con el agujero ya tapado	30

Figura Al.6. Sección en la dirección longitudinal del fémur. A: Máscara únicamente del hueso cortical; B: Máscara con todo el interior del hueso.....	30
Figura Al.7. Máscara del hueco y hueso trabecular	31
Figura Al.8. Máscara con el hueco del fémur.....	31
Figura Al.9. Resta booleana de la máscara completa menos la máscara del hueco del hueso ...	32
Figura Al.10. Geometría final del fémur. A: Operación Smart Fill; B: Geometría definitiva	32
Figura Al.11. Geometría del fémur importada a 3-matic.....	33
Figura Al.12. Imagen de la malla de elementos finitos empleada. A: Zona exterior; B: Corte interno.....	34
Figura Al.13. Histogramas con la distribución de materiales en los casos del fémur 14 (sin cemento, figura Al.13.a) y del fémur 1 (con cemento, figura Al.13.b).....	35
Figura Al.14. Imágenes resultantes de la asignación de materiales. Figura Al.14.a: Hueso 14, sin cemento. Hueso cortical en azul claro, hueso trabecular en azul oscuro. Figura Al.14.b: Hueso 1, con cemento. Hueso cortical en verde, hueso trabecular en azul y cemento en naranja.....	36
Figura All.1. Gráficas de tensión de Von Mises (A) y de la variación de la misma (B) frente al tamaño de elemento de la malla analizada para el fémur 13.....	38
Figura All.2. Gráficas de tensión de Von Mises (A) y de la variación de la misma (B) frente al tamaño de elemento de la malla analizada para el fémur 1.....	39

Índice de tablas

Tabla 3.1. Características principales de los fémures empleados	9
Tabla 4.1. Resultados de carga experimental de rotura	16
Tabla 4.2. Valores promedio y desviación estándar obtenidos experimentalmente para cada grupo de huesos	16
Tabla 4.3. Resultados de carga computacional de rotura	18
Tabla 4.4. Valores promedio y desviación estándar obtenidos computacionalmente para cada grupo de huesos	18
Tabla 4.5. Cargas de rotura experimentales y computacionales normalizadas	21
Tabla AII.1. Resultados obtenidos para el análisis de sensibilidad de la malla del fémur 13	38
Tabla AII.2. Resultados obtenidos para el análisis de sensibilidad de la malla del fémur 1	39

1 Introducción

1.1 Osteoporosis, fracturas de cadera y femoroplastia

Actualmente, las fracturas de cadera son uno de los mayores problemas médicos que existen en los países del mundo desarrollado, las cuales se acentúan en el caso de personas mayores o con osteoporosis. Provocan una notable disminución de la calidad de vida de las personas que las sufren y, adicionalmente, tienen un alto índice de mortalidad [1].

La osteoporosis es una patología ósea que afecta a todo el esqueleto de igual manera y que consiste en la pérdida de masa ósea, derivando en huesos más frágiles y con una mayor susceptibilidad a posibles fracturas. En la figura 1.1 se puede observar la diferencia entre un hueso sano y con presencia de distintos grados de osteoporosis.



FIGURA 1.1. DIFERENCIA ENTRE HUESO SANO (IZQUIERDA) Y CON DISTINTOS GRADOS DE OSTEOPOROSIS. (<http://www.endocrinovigo.com/la-osteoporosis/>)

Actualmente, la osteoporosis se diagnostica mediante una densitometría ósea, que permite obtener la densidad mineral ósea del hueso analizado.

Según un estudio realizado por la Sociedad Española de Geriátrica y Gerontología (SEGG), en el año 2010 se diagnosticó osteoporosis a un total de cinco millones y medio de hombres y 22 millones de mujeres en la Unión Europea. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), en España, la osteoporosis afectó a tres millones y medio de personas, lo cual supuso un 7.5% de la población durante ese año [1].

Adicionalmente, debido al aumento de fragilidad de los huesos con osteoporosis, las fracturas debidas a caídas en personas con presencia de dicha enfermedad son la mayor complicación de la misma. En particular, durante dicho año en España, aproximadamente un cuarto de los servicios de traumatología se encontraba ocupado por personas que sufrieron fractura de hueso por caída con presencia de osteoporosis [1].

Dado el amplio índice de afección de esta enfermedad, resulta crucial su tratamiento y búsqueda de medidas preventivas para reducir el impacto de la misma.

Actualmente, el tratamiento más empleado es la administración de fármacos para combatirla. Sin embargo, existe un tratamiento preventivo denominado femoroplastia, el cual consiste en la inyección de cemento óseo (generalmente polimetilmetacrilato o fosfato de calcio) para prevenir la fractura de la cabeza del fémur. Se realiza mediante una operación mínimamente invasiva, con lo que se ven reducidos los costes de hospitalización y el tiempo de recuperación.

Sin embargo, aunque la femoroplastia presenta muchas ventajas, también existen algunos riesgos que se han de tener en cuenta, relacionados con la cantidad de cemento óseo introducida. Por una parte, si se inyecta una cantidad insuficiente de cemento óseo puede no ser un tratamiento efectivo e incluso fragilizar más el fémur debido a la aparición de concentración de tensiones en la unión del hueso con el cemento. Por el contrario, si se introduce una cantidad excesiva de cemento óseo pueden surgir problemas debidos a toxicidad o presencia de mucho calor durante su polimerización, así como la disminución del riego sanguíneo a la cabeza del fémur provocada por el exceso de cemento.

Por todo esto, es muy importante estudiar cada caso particular para determinar la cantidad de cemento óseo idónea.

1.2 Simulación de la biomecánica de la fractura

La biomecánica es una rama de conocimiento que se dedica al estudio del comportamiento de elementos del cuerpo humano o de otros seres vivos u organismos como consecuencia de la aplicación de fuerzas de carácter mecánico sobre los mismos.

Es por tanto una disciplina que engloba conocimientos del área de medicina y de ingeniería mecánica.

Por otra parte, el cálculo mediante elementos finitos es una herramienta de apoyo al análisis de problemas biomecánicos ya que es una herramienta no invasiva mediante la cual se pueden calcular y estimar los diferentes problemas que se quieran analizar.

En el presente trabajo se van a estudiar mediante cálculo por elementos finitos las cargas de fractura de diversos fémures artificiales (Sawbones) con y sin presencia de cemento.

1.3 Objetivo

El objetivo de este trabajo es la realización de un modelo computacional para simular la fractura del fémur. En concreto, se realizarán los cálculos en un total de 16 de fémures artificiales que han sido, previamente, sometidos a fractura en ensayos experimentales, con los cuales se va a validar el modelo computacional.

Adicionalmente, se va a analizar la influencia de la inyección de dos tipos de cemento óseo en la zona del cuello del fémur sobre las cargas de rotura, comparando los resultados computacionales con los experimentales.

1.4 Estructura del TFG

En este primer apartado del trabajo “Introducción” se ha realizado un preámbulo al problema de la osteoporosis y fracturas de fémur, así como a los tratamientos que se realizan, entre los cuales, a modo de medida preventiva se encuentra la femoroplastia. Adicionalmente, se ha abordado el tema de la biomecánica de la fractura y los objetivos del trabajo.

En el segundo apartado “Estructura del fémur” se explica la estructura que posee el fémur y la composición del mismo. Finalmente, se explican los tipos de fractura de cadera atendiendo a la posición del fémur en la que se localizan.

A continuación, en el apartado tercero “Experimento y modelo computacional” se expone cómo se llevaron a cabo los experimentos con los fémures en el laboratorio y el modelo computacional desarrollado. Adicionalmente, se comenta el Software empleado durante todo el trabajo.

En el cuarto apartado “Resultados”, se incluyen los resultados obtenidos, tanto experimental como computacionalmente, así como un análisis de los mismos.

Finalmente, en el quinto apartado “Conclusiones y desarrollo futuro”, se explican las conclusiones obtenidas y algunas líneas futuras por las que continuar la investigación.

Por último, se incluyen unos anexos para aportar información adicional sobre diferentes temas.

En el primero de ellos “Anexo I. Segmentación de las imágenes y obtención de las geometrías” se detalla todo el proceso de trabajo con las imágenes previas para obtener las geometrías finales de los 16 fémures estudiados.

En el segundo “Anexo II. Análisis de sensibilidad de malla” se realiza un estudio de sensibilidad de las características de la malla empleada en el modelo computacional para determinar la malla óptima en cuanto a tamaño de elemento, tiempo de cálculo y precisión de los resultados obtenidos.

2 Estructura del fémur

En este apartado se va a explicar la estructura, tanto externa como interna que tiene el fémur humano, así como los tipos de fractura que puede sufrir.

2.1 El fémur

El fémur es el hueso más largo de todo el cuerpo humano y uno de los principales huesos de la estructura de la pierna, junto con la rótula, la tibia y el peroné y, por lo tanto, uno de los huesos que soporta mayores cargas y tensiones.

En el ámbito médico, cuando se habla de un componente en particular del cuerpo, se denomina proximal a la zona que se encuentra más cercana al corazón y distal a la que se encuentra más alejada del mismo. Por esto, el fémur está dividido en dos regiones: la región proximal, que conecta con la pelvis (como se puede apreciar en la figura 2.1) y la región distal, que está conectada con la tibia y la rótula.

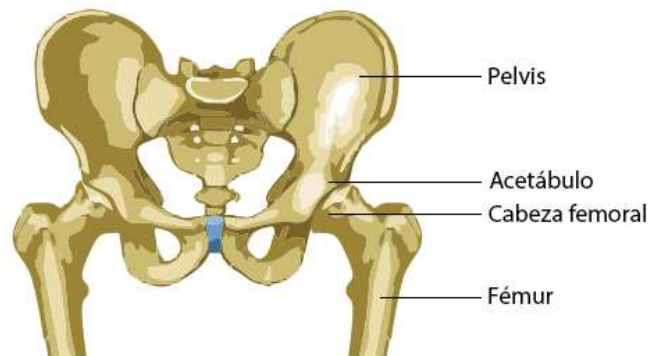


FIGURA 2.1. ARTICULACIÓN DE LA CADERA. (<https://www.mba.eu/blog/que-es-protesis-de-cadera/>)

El fémur está compuesto por la diáfisis, que es un tubo cilíndrico hueso correspondiente a la parte central del mismo, y por dos epífisis, la proximal y la distal. Esta estructura se puede observar en la figura 2.2.

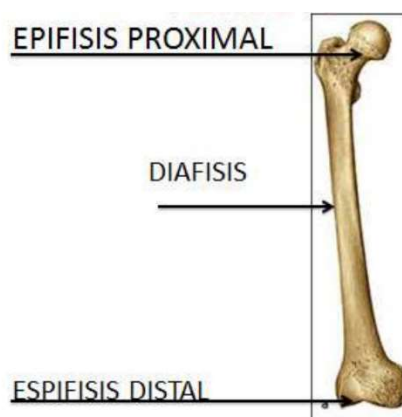


FIGURA 2.2 PARTES DEL FÉMUR (<https://fdocuments.ec/document/hueso-femur.html>)

El presente trabajo se centrará en la epífisis proximal, la cual es la región más compleja del fémur. En dicha zona del fémur se pueden diferenciar cuatro partes: la cabeza y el cuello del fémur y los trocánteres mayor y menor (figura 2.3).

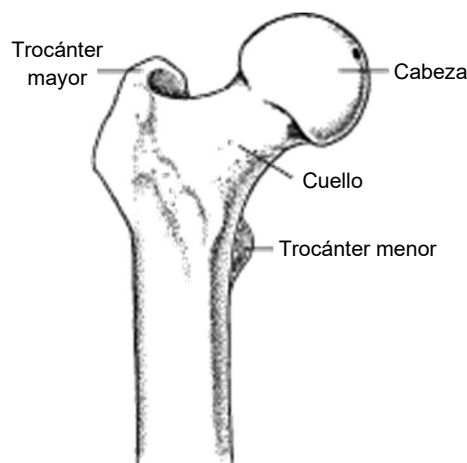


FIGURA 2.3. ZONA PROXIMAL DEL FÉMUR (<https://www.msmanuals.com/es-cr/hogar/traumatismos-y-envenenamientos/fracturas/fracturas-de-cadera>)

La cabeza del fémur es una semiesfera que sirve para permitir su rotación respecto al acetábulo, que es la parte de la cadera en la cual se encuentra encajado. Por otra parte, el cuello del fémur es el encargado de unir la cabeza con el tronco del hueso. Los trocánteres se dividen en mayor y menor y son dos zonas en las cuales se localizan ciertos músculos.

2.2 Estructura interna del fémur

En este apartado se va a explicar la estructura interna del mismo ya que, es por dicha estructura, por lo que el fémur presenta sus propiedades mecánicas características, las cuales influyen en el tipo de fractura y la carga a la que se produce la misma.

En los huesos existen principalmente dos tipos de tejido óseo, los cuales son hueso cortical o compacto y hueso trabecular, también denominado esponjoso y que transmiten al resto del hueso las cargas que reciben de distinta manera.

El hueso cortical tiene una porosidad muy baja, lo cual le confiere una alta resistencia y homogeneidad, y por ello es llamado también hueso compacto. Constituye la parte externa de todos los huesos del cuerpo humano, y la mayor parte del esqueleto humano está formado por este tipo de hueso, que le confiere rigidez y resistencia ante fracturas.

Por otra parte, el hueso trabecular o esponjoso, tiene una gran porosidad y está formado por unos elementos denominados trabéculas, entre las cuales está hueco. Es en el interior del hueso trabecular donde se forma la médula ósea, aunque ésta no se encuentra en igual cantidad en todos los huesos.

El cuerpo del fémur es semejante a un tubo hueco casi cilíndrico cuya pared está principalmente constituida por hueso cortical (figura 2.4), el cual le confiere la resistencia suficiente y hace que sea una distribución idónea para resistir los grandes esfuerzos a los que el fémur se ve sometido a lo largo de la vida, los cuales provocan grandes esfuerzos axiales, así como importantes momentos flectores y torsores.

Sin embargo, al acercarse a las epífisis del fémur, el espesor del hueso cortical se ve disminuido y aumenta la cantidad de hueso trabecular, quedando el cuello y la cabeza del fémur constituidos principalmente por hueso trabecular y una capa externa de hueso cortical, como se puede apreciar en la figura 2.4.

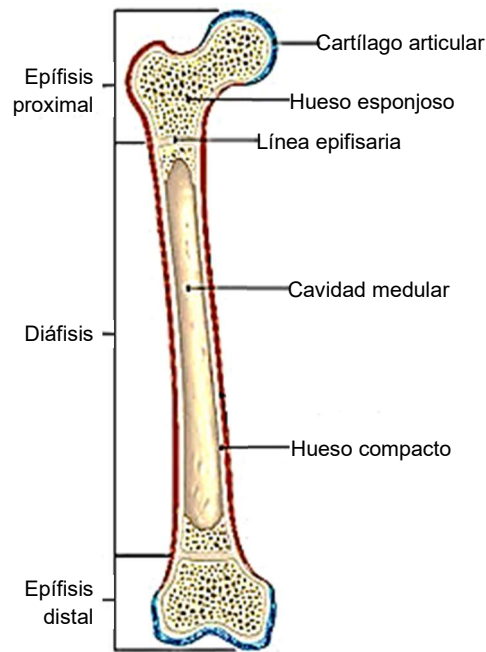


FIGURA 2.4. ESTRUCTURA INTERNA DEL FÉMUR. (<http://anatomiaal instante.blogspot.com/2015/11/huesos-funciones-constitucion-y-partes.html>)

En las zonas de los extremos del fémur, al tener una gran cantidad de hueso trabecular y una fina capa externa de hueso cortical, se permiten grandes deformaciones, con lo que el hueso obtiene la capacidad de absorber mejor y eficazmente los impactos a través de la unión con la cadera y la rodilla.

2.3 Tipos de fractura de cadera

Por último, es interesante comentar los tipos de fractura de cadera que existen y se localizan en la cabeza femoral. Estos se dividen en dos grupos: fracturas extracapsulares e intracapsulares. En la figura 2.5, se puede ver la clasificación de las fracturas según su localización.



FIGURA 2.5. TIPOS DE FRACTURA DE CADERA SEGÚN SU LOCALIZACIÓN. (http://www.atensalud.com/2020/07/fractura-de-cadera_30.html)

Las fracturas extracapsulares se caracterizan porque la fractura se encuentra localizada más abajo de la intersección de la cabeza del fémur con el tronco del mismo (figura 2.5). Este tipo de fractura, pese a la larga recuperación que requiere, es el tipo de fractura menos peligroso ya que la arteria que alimenta a la cabeza y cuello del fémur no se ve afectada, por lo que no resulta dañada y no hay riesgo de necrosis en el hueso por falta de irrigación sanguínea.

Por otra parte, se encuentran las fracturas intracapsulares que se producen directamente en el cuello o la cabeza del fémur (figura 2.5), con lo que, adicionalmente al proceso de recuperación de la fractura (como ocurría con las extracapsulares) se produce la disección de la arteria que se ha comentado previamente, por lo que no llega flujo sanguíneo a la cabeza y cuello del fémur, pudiendo producirse necrosis de los mismos en función del grado de la fractura y, adicionalmente, suponer una mayor dificultad en la recuperación de la fractura. Este tipo de fracturas se producen en su mayor parte por fuertes impactos recibidos, como luxaciones de cadera o caídas, especialmente en personas mayores con presencia de osteoporosis.

Este trabajo se va a centrar en el estudio de la fractura de fémures de tipo intracapsular ya que se pretenden estudiar las roturas de cuello y cabeza de fémures osteoporóticos, con y sin inyección de cemento óseo, por lo que los cálculos se van a centrar en analizar los resultados obtenidos en dichas zonas y no en la diáfisis del fémur.

3 Experimento y modelo computacional

En este apartado se va a explicar cómo se llevaron a cabo los experimentos y el desarrollo del modelo computacional empleado a lo largo del presente trabajo.

3.1 Introducción

Como se ha comentado en el apartado 2 de esta misma memoria, el objetivo de este trabajo es analizar fracturas de fémures de tipo intracapsular.

Para ello, se han tomado unos datos experimentales que poseía el grupo de investigación “Multiscale in Mechanical and Biological Engineering” (M2BE), de la Universidad de Zaragoza. Dichos datos se corresponden a 16 fémures artificiales (Sawbones, Malmö, Suecia), los cuales fueron sometidos a cargas de compresión en laboratorio para determinar su carga de fractura, teniendo algunos de ellos inyección previa de cemento óseo para determinar, a su vez, el efecto del mismo sobre la carga de fractura.

Adicionalmente, se poseían imágenes clínicas de los 16 fémures tomadas mediante la técnica de Tomografía Axial Computerizada (TAC) con el objetivo de generar sus geometrías correspondientes en tres dimensiones, las cuales posteriormente, se importan en el modelo computacional desarrollado con el objetivo de validar los resultados del mismo con los resultados obtenidos experimentalmente.

3.2 Software empleado

Para el análisis y postprocesado de los resultados experimentales, se ha empleado Microsoft Excel.

La obtención de las geometrías a partir de las imágenes clínicas se ha realizado con el software Materialise Mimics v.21.0 (Materialise N.V., Leuven, Bélgica), y se encuentra detallada en el Anexo I. Segmentación de las Imágenes y Obtención de las Geometrías. Dicho software es ampliamente empleado para el análisis y procesado de imágenes médicas.

Una vez obtenidas las geometrías, se ha procedido a su mallado mediante el software Materialise 3-Matic v.13.0 (Materialise N.V., Leuven, Bélgica) que es un complemento del software anterior especializado en mallado de geometrías reales.

Finalmente, para el desarrollo del modelo computacional de cálculo de fractura, se ha empleado Abaqus v.6.14 (Dassault Systèmes Simulia Corp., Providence, RI, USA), el cual es un programa de cálculo mediante elementos finitos que se ha utilizado junto con una subrutina en lenguaje Fortran para calcular las cargas de fractura.

Adicionalmente, se ha empleado Matlab (Mathworks, Natick, MA., USA) para generar los ficheros con las cargas de fractura empleadas.

3.3 Fémures artificiales y experimento de fractura

En este apartado se van a explicar las características de los fémures artificiales ensayados en laboratorio, así como los ensayos realizados.

3.3.1 Características de los fémures artificiales empleados

Como se ha comentado previamente, se tienen 16 fémures, unos con presencia de cemento (12) y otros sin él (4), en los que se realizó un ensayo experimental para determinar la carga de fractura de cada uno de ellos. En la tabla 3.1 se adjuntan las características principales de cada uno de ellos.

Fémur	Código Fémur	Cemento	Cantidad inyectada (mL)	Longitud hasta las mordazas (cm)
1	C00185	Opacity	8	32.5
2	C00196	Opacity	3	32.5
3	C00186	Opacity	6	32.5
4	C00195	Opacity	6	32.5
5	C00188	F20	3	33
6	C00190	F20	3	33
7	C00189	F20	3	36
8	C00192	F20	3	36.3
9	C00187	F20	3	33
10	C00194	F20	3	33
11	C00193	F20	3	32.5
12	C00191	F20	3	32.5
13	-	sin cementar	-	32.5
14	-	sin cementar	-	32.5
15	-	sin cementar	-	32.5
16	-	sin cementar	-	32.5

TABLA 3.1. CARACTERÍSTICAS PRINCIPALES DE LOS FÉMURES EMPLEADOS

Como se puede apreciar en la tabla 3.1, se tienen fémures con dos tipos de cemento óseo inyectado distintos. Los cuatro primeros han sido inyectados con el cemento Opacity, el cual es un cemento óseo de baja viscosidad [2]. Por otra parte, desde el fémur quinto hasta el duodécimo, se empleó el cemento F20, un cemento óseo de viscosidad media [3]. Finalmente, los cuatro últimos fémures fueron ensayados sin realizar ningún tipo de inyección de cemento en ellos.

Adicionalmente, en la tabla 3.1, se pueden observar las longitudes a las que fueron cortados cada uno de los fémures para realizar el ensayo.

3.3.2 Ensayo de fractura realizado

Los ensayos de fractura de los fémures fueron realizados en el laboratorio del Instituto Universitario de Investigación de Ingeniería en Aragón (I3A).

Siguiendo las características comerciales de cada uno de los cementos, se inyectaron en los fémures y se esperó al menos 48h para realizar el ensayo de fractura. Después se escanearon para tener las imágenes tras la inyección del cemento.

Posteriormente, se empleó una máquina INSTRON axial-torsional 8874 con horno acoplado con una célula de carga de 10KN para someter los fémures al ensayo de fractura. Dicho ensayo de fractura consiste en, fijando la parte inferior del fémur, aplicar una carga en la cabeza del mismo, la cual se va aumentando progresivamente con una velocidad de aplicación de carga igual a 5mm/min hasta que se produce la fractura. Dicha carga se denomina carga de fractura.

En la figura 3.1.A se puede observar uno de los fémures (en concreto el número 13) y su colocación en la máquina durante el ensayo.

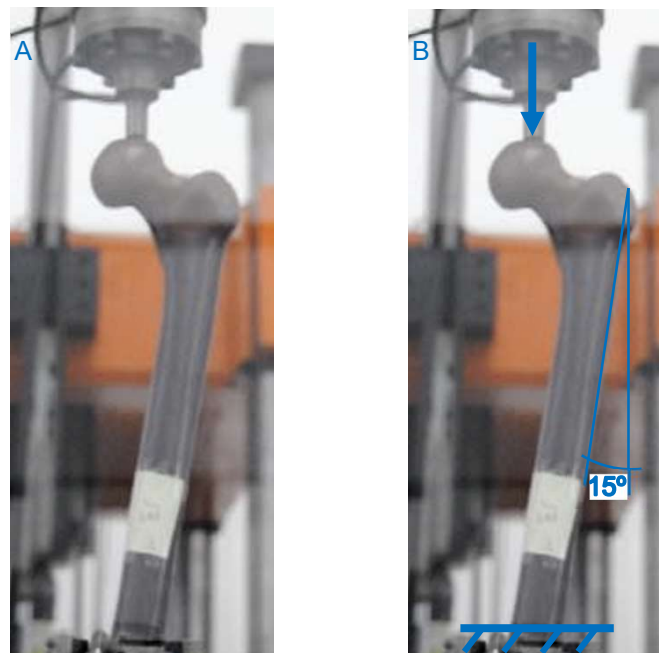


FIGURA 3.1. FOTOGRAFÍA DEL FEMÚR 13 DURANTE EL ENSAYO. A: ENSAYO; B: CARGA Y SUJECCIÓN

La aplicación de la carga/desplazamiento se realiza con una inclinación del fémur igual a 15° respecto de la vertical, como se puede apreciar en la figura 3.1.B, ya que es la inclinación con la que el fémur recibe normalmente las cargas cuando se encuentra alojado en la pelvis [4].

Adicionalmente, dado que la carga en el fémur real recae sobre la cabeza del mismo y no es puntual, la carga durante el ensayo se aplicó mediante un plato de compresión de diámetro igual a 10mm, que también se puede observar en la figura 3.1.

3.4 Simulación computacional de la fractura

En este apartado se explica el modelo computacional que se ha desarrollado para determinar la carga de fractura de los fémures.

3.4.1 Generación del modelo de elementos finitos

Para la generación de los modelos de elementos finitos, se ha partido de unas imágenes TAC (sección 3.1) de los fémures analizados en laboratorio.

Empleando el software Materialise Mimics v.21.0, se han trabajado todas las imágenes, separando los fémures de la camilla y cortando cada uno de ellos a su medida correspondiente de acuerdo con los ensayos que se realizaron en laboratorio (tabla 3.1). Este proceso se encuentra más detallado en el Anexo I.

Posteriormente, se realizó un análisis de sensibilidad de malla en uno de los fémures para determinar el tamaño de elemento idóneo para realizar los cálculos de fractura. El resultado de dicho análisis (el cual se incluye completo en el Anexo II de este mismo trabajo) fue que el tamaño de elemento óptimo es igual a 2mm, empleando para ello elementos tetraédricos de tipo C3D4. Este análisis únicamente se realizó con uno de los fémures por ser todos ellos de características y dimensiones similares, por lo que se asume válido para todos los huesos analizados.

Finalmente, después de mallar los fémures, se asignaron los materiales correspondientes a cada parte de ellos mediante la escala de grises de las imágenes (también se encuentra completamente detallado en el Anexo I).

Por último, los modelos generados se importan en el software Abaqus v.6.14, en el cual se definen las propiedades mecánicas de cada uno de los materiales, así como se asignan las secciones a sus materiales correspondientes. Adicionalmente, se incluyen la carga y las condiciones de contorno y se procede al cálculo.

3.4.2 Propiedades de los materiales

En este apartado se incluyen las propiedades mecánicas que se han asignado a cada uno de los materiales del modelo computacional.

En el hueso cortical, se ha tomado un Módulo de Young (E) igual a 16000MPa, y un Coeficiente de Poisson de 0.32 [4,5].

Para el hueso trabecular, el Módulo de Young se ha tomado igual a 47.5MPa y un Coeficiente de Poisson igual a 0.2 [4,5].

Por último, se ha realizado una hipótesis mediante la cual a los dos tipos de cemento se les han asignado las mismas propiedades mecánicas dado que, una vez curados, ambos se comportan de la misma manera. La diferencia en los mismos se encuentra fundamentalmente en la viscosidad, lo que influye en la dificultad de realizar su inyección en el hueso y en la distribución de los mismos dentro de él.

Por tanto, el Módulo de Young de ambos tipos de cemento se ha tomado igual a 20000MPa y su Coeficiente de Poisson igual a 0.3 [6].

3.4.3 Cargas y condiciones de apoyo

Como se ha comentado previamente, en el cuerpo humano la carga que recibe el fémur se distribuye en toda la cabeza del mismo, por lo que, en los ensayos experimentales dicha carga se ha aplicado mediante un plato de compresión de diámetro igual a 10mm.

Para mantener la coherencia entre ensayos experimentales y modelo computacional, la carga en los modelos se ha aplicado distribuida en 10 puntos de la cabeza del fémur, los cuales forman una circunferencia de aproximadamente 10mm de diámetro. Dichos 10mm se han respetado en la medida de lo posible, teniendo en cuenta que únicamente se pueden seleccionar

nodos de la malla, la cual tiene un tamaño de elemento de 2mm. La distribución de los puntos en los que se aplica la carga en la cabeza de los fémures se puede ver en el ejemplo de la figura 3.2.

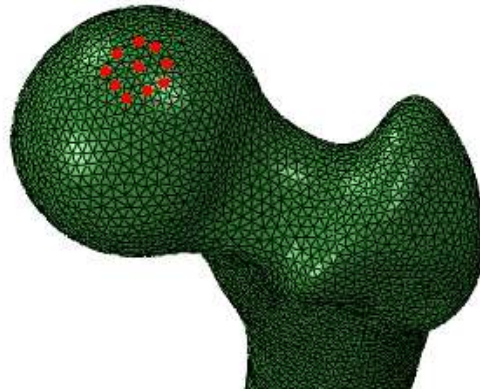


FIGURA 3.2. DISTRIBUCIÓN DE LOS NODOS DE APLICACIÓN DE LA CARGA EN LA CABEZA DEL FÉMUR

Adicionalmente, se ha comentado también que la carga que recibe un fémur normalmente se encuentra inclinada 15° con respecto a su vertical. Es por esto que, dado que en el modelo computacional, el eje longitudinal de la diáfisis del fémur coincide con el eje "z" del sistema de coordenadas (como se aprecia en la figura 3.3), se ha optado por descomponer la carga, lo cual se ha de realizar en las direcciones "x" y "z" en lugar de rotar todas las geometrías dichos 15° .

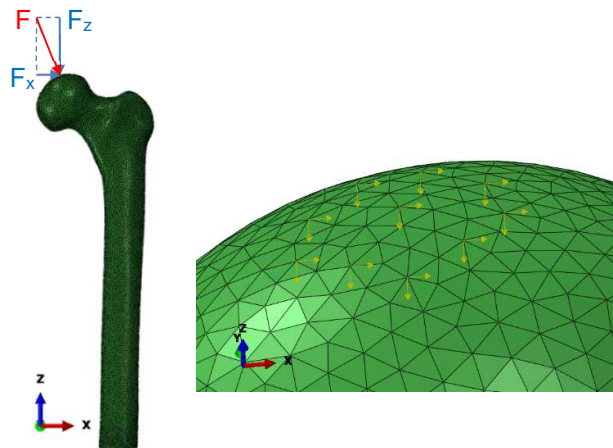


FIGURA 3.3. DIRECCIÓN DE LOS EJES DE LA GEOMETRÍA Y DESCOMPOSICIÓN DE LA CARGA APLICADA

Finalmente, como condición de contorno se ha impuesto un empotramiento en la zona más distal de la epífisis, con el objetivo de igualar las condiciones de los ensayos experimentales, la cual se puede ver en la figura 3.4.

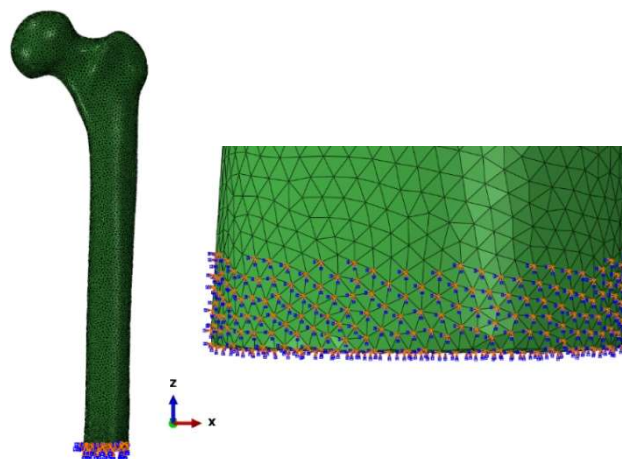


FIGURA 3.4. EMPOTRAMIENTO EN LA ZONA DISTAL DE LA EPÍFISIS

3.4.4 Estimación de la carga de fractura

En este apartado se explica el proceso de cálculo computacional de la carga de fractura de todos los fémures analizados, el cual está basado en un modelo desarrollado previamente [7].

Para determinar la carga de fractura, se ha seguido un criterio de deformación principal máxima para el caso de los huesos cortical y trabecular, y de tensión principal máxima para el caso del cemento inyectado, según lo visto en las bibliografías [8,9].

La carga de fractura se determina sometiendo al hueso a un valor de carga reducido, el cual se va aumentando en cada iteración hasta que se cumpla el criterio de fractura. La carga de fractura será la última que se había aplicado al hueso inmediatamente antes de cumplir el criterio de fractura.

El proceso iterativo comienza aplicando una pequeña carga en la cabeza del fémur y calculando las deformaciones principales que sufre el mismo. Si la deformación principal en el eje 1 (ε_1) en el elemento que se está calculando es mayor que 0, significa que en ese eje el hueso está sometido a tracción mientras que, de lo contrario, se encuentra sometido a compresión, por lo que su deformación máxima se puede calcular como:

$$\text{Si } \varepsilon_1 > 0: e_{max} = \frac{\varepsilon_1}{\varepsilon_{limT}}; \quad \text{Si no: } e_{max} = \frac{\varepsilon_1}{\varepsilon_{limC}}, \quad (1)$$

donde, e_{max} es la deformación máxima del elemento en el eje principal 1, ε_{limT} es la deformación límite a tracción del hueso, que tiene un valor de 0.0073 [8] y finalmente, ε_{limC} es la deformación límite a compresión del hueso, cuyo valor es de 0.0104 [8].

De la misma manera, se calcula la deformación mínima del elemento en el eje principal 3 (e_{min}) mediante la siguiente ecuación:

$$\text{Si } \varepsilon_3 > 0: e_{min} = \frac{\varepsilon_3}{\varepsilon_{limT}}; \quad \text{Si no: } e_{min} = \frac{\varepsilon_3}{\varepsilon_{limC}} \quad (2)$$

Una vez que se tienen calculadas la deformación máxima y mínima, se toma el valor absoluto mayor de ambas como riesgo de fractura:

$$RF = \max(|e_{max}|, |e_{min}|) \quad (3)$$

Si el riesgo de fractura del elemento analizado es superior a la unidad, se considera que el elemento se ha deformado críticamente y por tanto el elemento falla. Una vez que se ha realizado el cálculo del riesgo de fractura ante una carga determinada para todos los elementos del fémur, se suma el volumen de todos los elementos que fallan.

$$\text{Volumen fallido total del fémur} = \sum_{i=1}^{N^{\circ} \text{ elem.}} \text{Vol. elem. fallidos} \quad (4)$$

Finalmente, si el volumen fallido total del fémur es superior al 2% del volumen del fémur inicial (anterior a la aplicación de la carga), se considera que se produce la fractura [9]. De lo contrario, se vuelve a iterar aumentando la carga en pasos de 25N hasta que se encuentre la carga de fractura.

El proceso comentado anteriormente es el análisis de la carga de fractura completo para el caso de los fémures sin cemento. En el caso de los que sí que tienen cemento, se debe añadir el volumen de los elementos fallidos que corresponden al cemento, lo cual se realiza con la tensión principal máxima, como ya se ha comentado, por lo que, en dichos fémures haría falta añadir (en los elementos que son cemento) el cálculo de la tensión máxima en los ejes principales 1 y 3:

$$\text{Si } \sigma_1 > 0: \sigma_{max} = \frac{\sigma_1}{\sigma_{limT}} ; \quad \text{Si no: } \sigma_{max} = \frac{\sigma_1}{\sigma_{limC}} , \quad (5)$$

$$\text{Si } \sigma_3 > 0: \sigma_{min} = \frac{\sigma_3}{\sigma_{limT}} ; \quad \text{Si no: } \sigma_{min} = \frac{\sigma_3}{\sigma_{limC}} , \quad (6)$$

donde σ_{limT} y σ_{limC} son los valores límite de trabajo del cemento a tracción y compresión, y tienen unos valores de 35.3MPa y 93MPa [10], respectivamente.

De manera análoga al caso del hueso con las deformaciones, se calcula el riesgo de fractura de los elementos con la siguiente ecuación:

$$RF = \max(|\sigma_{max}|, |\sigma_{min}|) \quad (7)$$

Y por último, se calcula el volumen total del fémur como el volumen total de elementos fallidos (al igual que en los casos de fémures sin cemento), pero teniendo en cuenta el mismo y aplicando la misma condición de que si el volumen fallido total del fémur es superior al 2% del volumen inicial se produce la fractura.

A continuación, en la figura 3.5 se incluye un diagrama del proceso de cálculo de fractura para fémures sin y con cemento.

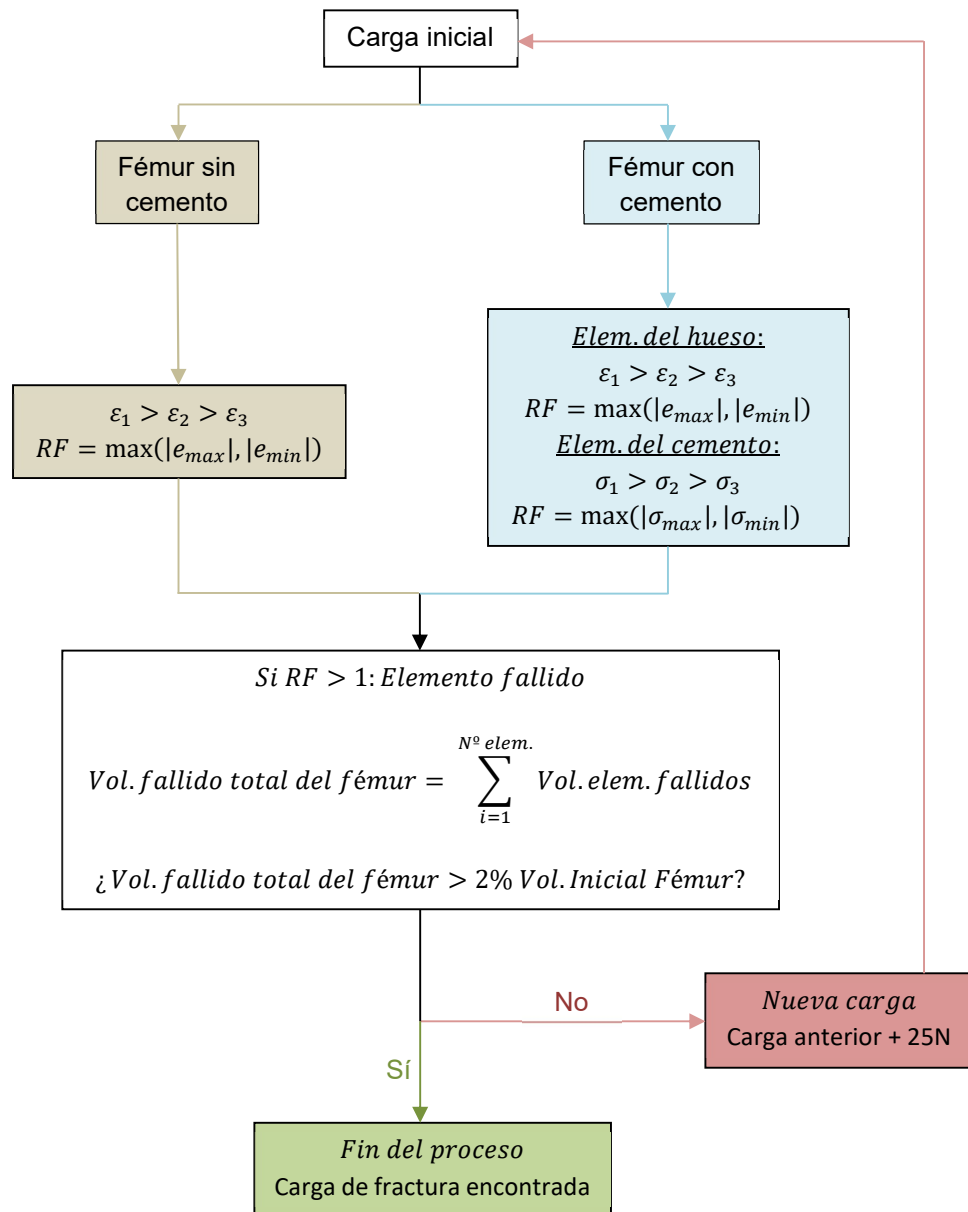


FIGURA 3.5. DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DEL PROCESO DE CÁLCULO DE CARGA DE FRACTURA PARA FÉMURES CON Y SIN CEMENTO

Los cálculos para determinar la carga de fractura de los fémures se han realizado implementando el algoritmo anterior en una subrutina User Defined Material (UMAT) en el software Abaqus v6.14, llevándose a cabo los cálculos en un clúster computacional de 224 núcleos con 576GB de memoria RAM.

4 Resultados

En este apartado se incluyen y analizan los resultados obtenidos tanto experimentalmente como mediante el modelo computacional. Finalmente, se realiza una comparación entre ellos para validar el modelo de fractura empleado y un análisis estadístico de los mismos.

4.1 Resultados experimentales

En la tabla 4.1 se incluyen las características de cada uno de los fémures analizados en laboratorio, así como el tipo de cemento que tienen inyectado y la carga experimental de rotura que se ha obtenido tras los ensayos.

Fémur	Código Fémur	Cemento	Cantidad inyectada (mL)	Longitud hasta las mordazas (cm)	Carga de rotura experimental (N)
1	C00185	Opacity	8	32.5	5246.062
2	C00196	Opacity	3	32.5	6259.236
3	C00186	Opacity	6	32.5	8481.889
4	C00195	Opacity	6	32.5	5571.701
5	C00188	F20	3	33	5722.036
6	C00190	F20	3	33	6562.908
7	C00189	F20	3	36	6252.734
8	C00192	F20	3	36.3	5581.189
9	C00187	F20	3	33	7033.983
10	C00194	F20	3	33	5853.002
11	C00193	F20	3	32.5	6179.574
12	C00191	F20	3	32.5	5476.753
13	-	sin cementar	-	32.5	7544.428
14	-	sin cementar	-	32.5	5433.272
15	-	sin cementar	-	32.5	5930.465
16	-	sin cementar	-	32.5	7002.416

TABLA 4.1. RESULTADOS DE CARGA EXPERIMENTAL DE ROTURA

Empleando los resultados anteriores, se ha calculado el valor promedio y la desviación estándar obtenidos para cada grupo de huesos (con cemento Opacity, con F20 y sin cementar), para determinar las diferencias de comportamiento entre unos tipos y otros.

Los valores promedio y de desviación estándar obtenidos para cada grupo se recogen en la tabla 4.2.

	Promedio (N)	Desviación estándar (N)
Opacity	6398.722	1457.316
F20	6082.772	531.219
Sin cementar	6477.645	966.700

TABLA 4.2. VALORES PROMEDIO Y DESVIACIÓN ESTÁNDAR OBTENIDOS EXPERIMENTALMENTE PARA CADA GRUPO DE HUESOS

Como se puede apreciar en la tabla 4.2, atendiendo a los valores promedio que se han obtenido, la mayor carga de fractura la soportan los huesos sin cementar, lo que puede ser debido a que el proceso de inyección del cemento no sea el óptimo o que la cantidad empleada del mismo sea insuficiente para obtener una mayor rigidez en los fémures tras la femoroplastia. Por otra parte, de los dos tipos de cemento utilizados, la mayor carga de fractura corresponde a los fémures inyectados con cemento de tipo Opacity.

La razón por la cual los fémures inyectados con cemento de tipo Opacity soportan una mayor carga de fractura que los cementados con F20 se debe a la viscosidad de los mismos: mientras que el Opacity es un cemento de baja viscosidad, el cual se puede distribuir bien por los huecos del hueso trabecular de los fémures, el F20 tiene una viscosidad mayor, lo cual produce una peor distribución del mismo, que implican peores propiedades mecánicas del hueso final.

En cuanto a las desviaciones estándar obtenidas para cada grupo, la menor se corresponde con los fémures con F20, lo cual se puede deber a que es el grupo con un mayor número de experimentos realizados. Por otra parte, los huesos sin cementar tienen una desviación estándar inferior a los huesos con Opacity. Esto se puede deber a que los huesos con Opacity tienen unas propiedades distintas en función de la distribución que se haya logrado con el cemento, y no se ha inyectado la misma cantidad en todos ellos, por lo que se han podido obtener propiedades mecánicas un poco distracion

entre ellos, cosa que no ocurre con los que no tienen cemento.

Finalmente, en la figura 4.1, se incluye una gráfica comparando los resultados de valor promedio de carga de fractura obtenida experimentalmente y su desviación típica para cada uno de los grupos de hueso.

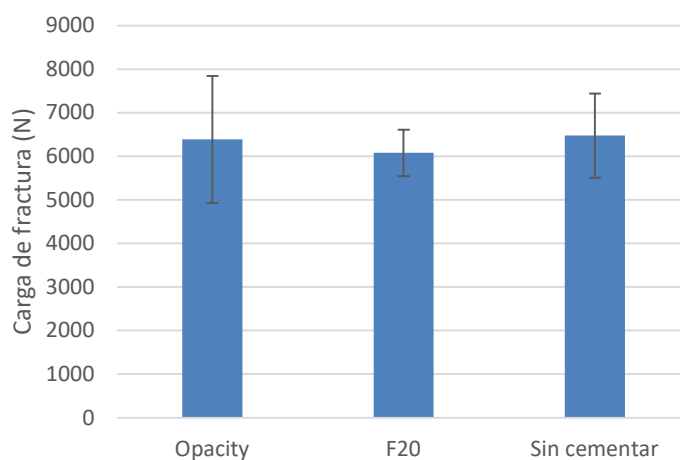


FIGURA 4.1. GRÁFICA DE VALOR PROMEDIO DE CARGA DE FRACTURA EXPERIMENTAL Y DE SU DESVIACIÓN ESTÁNDAR DE CADA UNO DE LOS GRUPOS DE HUESO

4.2 Resultados computacionales

En este apartado, se incluyen en la tabla 4.3 los resultados correspondientes a la carga de rotura computacional obtenida para cada uno de los fémures.

Fémur	Código Fémur	Cemento	Cantidad inyectada (mL)	Longitud hasta las mordazas (cm)	Carga de rotura computacional (N)
1	C00185	Opacity	8	32.5	8075
2	C00196	Opacity	3	32.5	9475
3	C00186	Opacity	6	32.5	11850
4	C00195	Opacity	6	32.5	8050
5	C00188	F20	3	33	8450
6	C00190	F20	3	33	11800
7	C00189	F20	3	36	10450
8	C00192	F20	3	36.3	8750
9	C00187	F20	3	33	10775
10	C00194	F20	3	33	7425
11	C00193	F20	3	32.5	7825
12	C00191	F20	3	32.5	8400
13	-	sin cementar	-	32.5	10525
14	-	sin cementar	-	32.5	9675
15	-	sin cementar	-	32.5	10350
16	-	sin cementar	-	32.5	10825

TABLA 4.3. RESULTADOS DE CARGA COMPUTACIONAL DE ROTURA

De manera análoga a la realizada con los resultados experimentales, se han calculado los valores promedio y de desviación estándar de todos los grupos de huesos obtenidos computacionalmente, los cuales se incluyen en la tabla 4.4.

	Promedio (N)	Desviación estándar (N)
Opacity	9362.500	1787.048
F20	9234.375	1569.346
Sin cementar	10343.750	487.072

TABLA 4.4. VALORES PROMEDIO Y DESVIACIÓN ESTÁNDAR OBTENIDOS COMPUTACIONALMENTE PARA CADA GRUPO DE HUESOS

Al igual que ocurría con los ensayos realizados en laboratorio, la mayor carga de fractura la soportan los fémures sin cementar, mientras que, entre los fémures con inyección de cemento, nuevamente, los que soportan mayor carga son los que se han reforzado con cemento Opacity.

Por otra parte, en este caso, el tipo de huesos con menor desviación estándar son los huesos sin cementar (a diferencia de los resultados experimentales, en los cuales eran los huesos con F20).

Esta diferencia se puede deber al proceso de obtención de las geometrías para los análisis computacionales ya que la asignación de materiales se realiza mediante el nivel de escala de grises de la imagen.

En el caso de los huesos sin cemento, únicamente se tienen 2 materiales que asignar a dicha escala, con lo que ambos se aprecian claramente en las imágenes. Por el contrario, en los que sí tienen cemento, el número de materiales a obtener es igual a 3, por lo que la asignación de los materiales no resulta tan clara y puede presentar variabilidad y, por tanto, afectar a las propiedades mecánicas del hueso y a la desviación estándar de los resultados.

Finalmente, en la figura 4.2 se representan los valores medios de la carga de fractura y su desviación estándar de los grupos de huesos obtenidos computacionalmente.

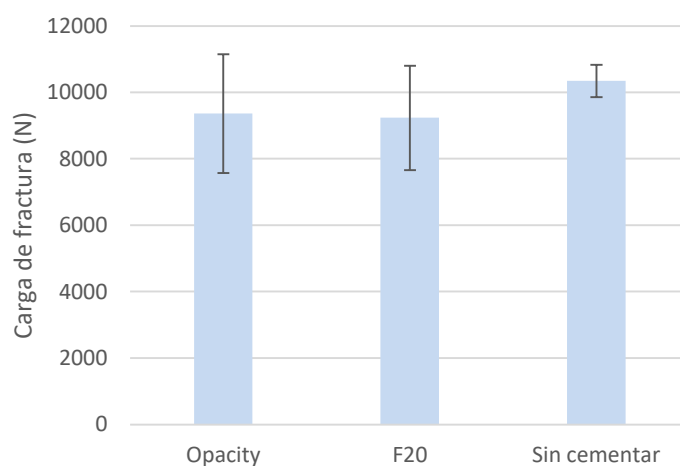


FIGURA 4.2. GRÁFICA DE VALOR PROMEDIO DE CARGA DE FRACTURA COMPUTACIONAL Y DE SU DESVIACIÓN ESTÁNDAR DE CADA UNO DE LOS GRUPOS DE HUESO

4.3 Comparación y análisis estadístico

En este apartado se realiza una comparación entre los resultados de carga de fractura obtenidos experimental y computacionalmente.

En las figuras 4.3 y 4.4 se muestra la fractura obtenida en laboratorio y el riesgo de fractura computacional para uno de los fémures (en concreto, el número catorce). En los resultados obtenidos con el modelo computacional, la zona de fractura se localiza en aquellos lugares en los que la variable UVARM1 (correspondiente al riesgo de fractura) es mayor.

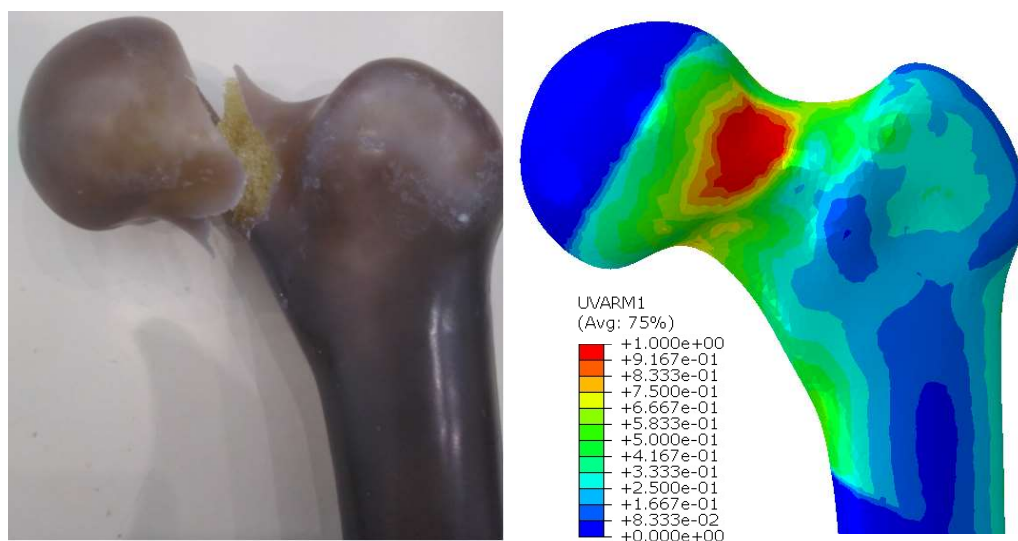


FIGURA 4.3. FRACTURA DEL FÉMUR 14 (SIN CEMENTO) EN SU CARA FRONTAL. LADO IZQUIERDO: FOTOGRAFÍA DE LA ROTURA OBTENIDA EN LABORATORIO; LADO DERECHO: IMAGEN DEL RIESGO DE FRACTURA OBTENIDA MEDIANTE EL MODELO COMPUTACIONAL

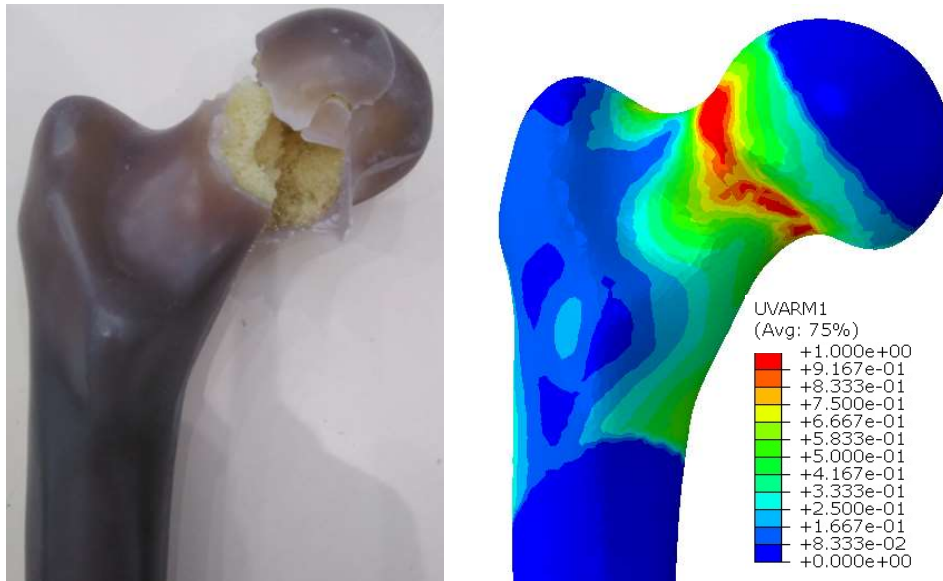


FIGURA 4.4. FRACTURA DEL FÉMUR 14 (SIN CEMENTO) EN SU CARA POSTERIOR. LADO IZQUIERDO: FOTOGRAFÍA DE LA ROTURA OBTENIDA EN LABORATORIO; LADO DERECHO: IMAGEN DEL RIESGO DE FRACTURA OBTENIDA MEDIANTE EL MODELO COMPUTACIONAL

En las figuras 4.3 y 4.4 se puede apreciar que el modelo es capaz de predecir correctamente la zona por la que se producirá la fractura.

A continuación, en la figura 4.5 se incluye una comparación de los valores promedio y desviación estándar de la carga de fractura obtenida para los tres grupos de hueso en el laboratorio y mediante el modelo de elementos finitos.

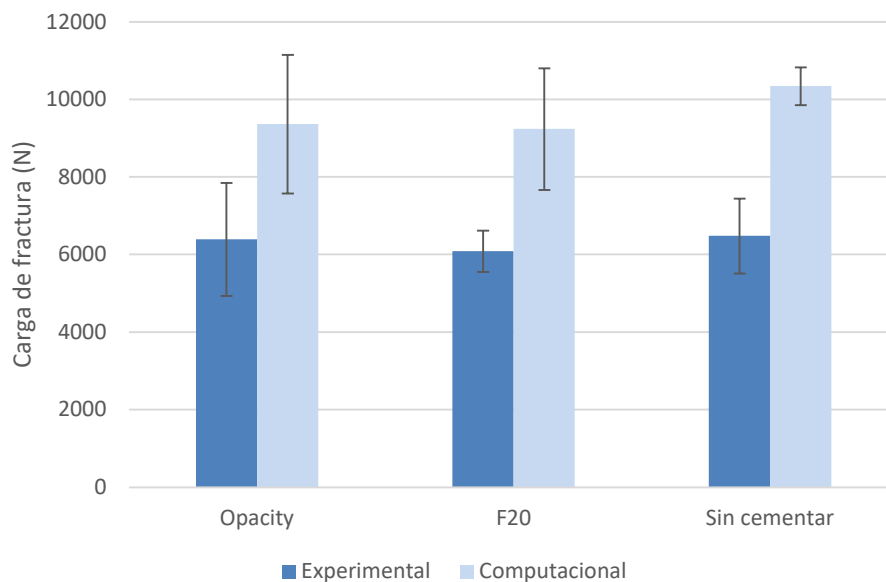


FIGURA 4.5. GRÁFICA DE COMPARACIÓN DE LOS VALORES PROMEDIO DE CARGA DE FRACTURA COMPUTACIONAL Y DE SU DESVIACIÓN ESTÁNDAR DE CADA UNO DE LOS GRUPOS DE HUESO EN LOS ENSAYOS EXPERIMENTALES Y COMPUTACIONALES

Como se puede apreciar, las cargas de fractura obtenidas computacionalmente para todos los grupos de fémures son mayores a las obtenidas en el laboratorio. Esto se puede deber a que los elementos de la malla realizada son elementos de tipo C3D4, es decir, elementos lineales, los cuales rigidizan el modelo. Se podría mejorar empleando elementos cuadráticos.

Otra de las razones para que la carga de fractura sea mayor en las simulaciones computacionales se debe a que el hueso trabecular es un material poroso, pero en el modelo computacional se ha modelado como un material continuo, por lo que le podría aportar mayor resistencia de la que realmente tiene (cosa que no ocurre en los ensayos experimentales donde efectivamente es poroso).

Otro motivo por el que las cargas de fractura obtenidas computacionalmente pueden ser mayores a las obtenidas en los ensayos de laboratorio puede ser que cuando se detecta un elemento que falla, no se reducen sus propiedades mecánicas ni se elimina dicho elemento de la malla.

En el caso de haber tenido en cuenta las consideraciones previas, es posible que las cargas de fractura obtenidas computacionalmente se hubiesen reducido, aproximándose más a las obtenidas experimentalmente.

Dado que los valores de las cargas de fractura que se obtienen experimental y computacionalmente tienen distintos valores, se ha realizado una normalización de los resultados para poder comparar sus tendencias. Dicha normalización se realiza con respecto a la carga promedio de cada uno de los casos.

En la tabla 4.5 se muestran los valores de las cargas de rotura normalizados para todos los fémures.

Fémur	Cemento	Cantidad inyectada (mL)	Carga de rotura experimental normalizada	Carga de rotura computacional normalizada
1	Opacity	8	-0.7848	-0.7205
2	Opacity	3	-0.0895	0.0630
3	Opacity	6	1.4356	1.3920
4	Opacity	6	-0.5613	-0.7345
5	F20	3	-0.6791	-0.4998
6	F20	3	0.9038	1.6348
7	F20	3	0.3199	0.7746
8	F20	3	-0.9442	-0.3086
9	F20	3	1.7906	0.9817
10	F20	3	-0.4325	-1.1529
11	F20	3	0.1822	-0.8981
12	F20	3	-1.1408	-0.5317
13	sin cementar	-	1.1035	0.3721
14	sin cementar	-	-1.0803	-1.3730
15	sin cementar	-	-0.5660	0.0128
16	sin cementar	-	0.5428	0.9880

TABLA 4.5. CARGAS DE ROTURA EXPERIMENTALES Y COMPUTACIONALES NORMALIZADAS

Con los valores normalizados de la tabla 4.5, se ha realizado un análisis estadístico comparando los resultados experimentales con los computacionales de los fémures con Opacity, F20 y sin cementar, para determinar si se comportan de la misma manera.

En la figura 4.6 se muestran las cargas de fractura experimental y computacional normalizadas para todos los fémures con cemento Opacity.

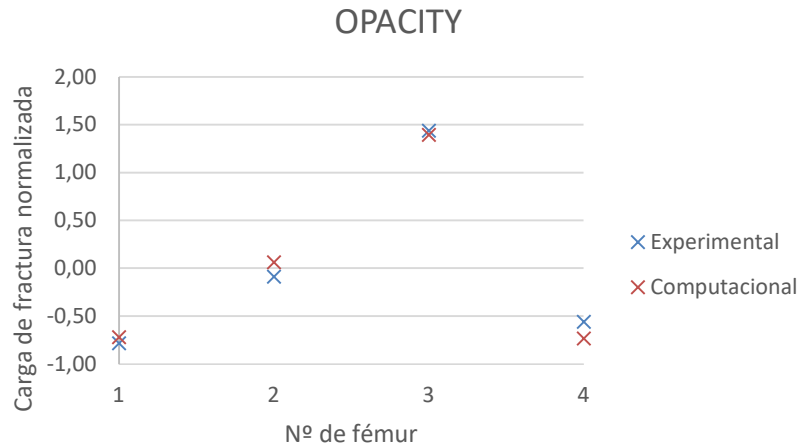


FIGURA 4.6. GRÁFICA COMPARATIVA DE CARGAS DE FRACTURA NORMALIZADAS EXPERIMENTALES Y COMPUTACIONALES PARA TODOS LOS FÉMURES CON CEMENTO DE TIPO OPACITY

Como se puede observar en la figura 4.6, en el caso de todos los fémures, los valores experimentales y computacionales se encuentran bastante cercanos. Se ha calculado el coeficiente de Pearson para establecer la relación entre las cargas experimentales y computacionales de este grupo de fémures y se ha obtenido un valor igual a 0.9901, con lo que al ser prácticamente la unidad, la relación entre las dos variables es casi positiva perfecta, por lo que existe una dependencia lineal prácticamente directa entre ambas.

De manera análoga, se representan la figura 4.7 los resultados normalizados para los fémures con cemento F20.

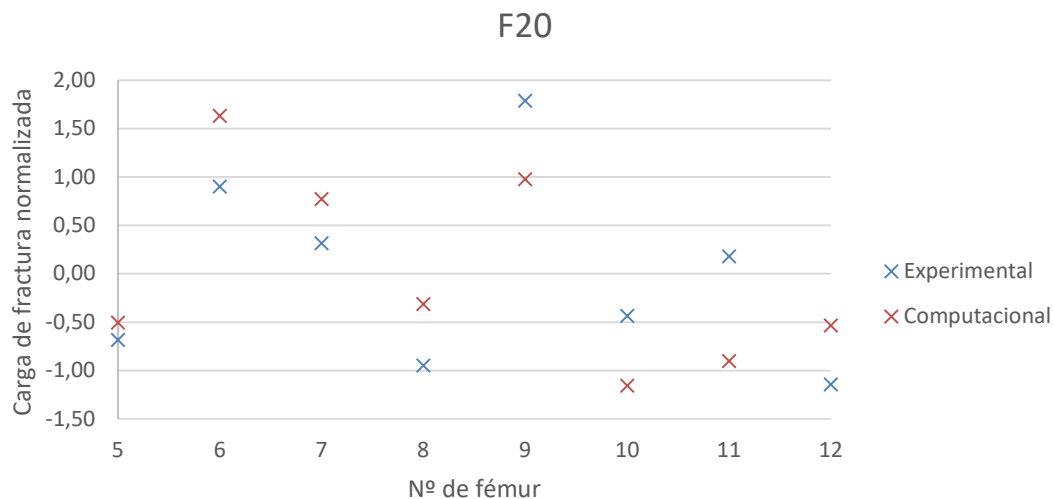


FIGURA 4.7. GRÁFICA COMPARATIVA DE CARGAS DE FRACTURA NORMALIZADAS EXPERIMENTALES Y COMPUTACIONALES PARA TODOS LOS FÉMURES CON CEMENTO DE TIPO F20

Como se puede apreciar en la figura 4.7, los resultados obtenidos tienen un mayor distanciamiento entre los valores experimentales y computacionales. El coeficiente de Pearson

que se ha obtenido para este caso es igual a 0.7222, por lo que sigue siendo una correlación lineal positiva.

Por último, en la figura 4.8 se presentan los resultados normalizados para el caso de los fémures sin cemento.

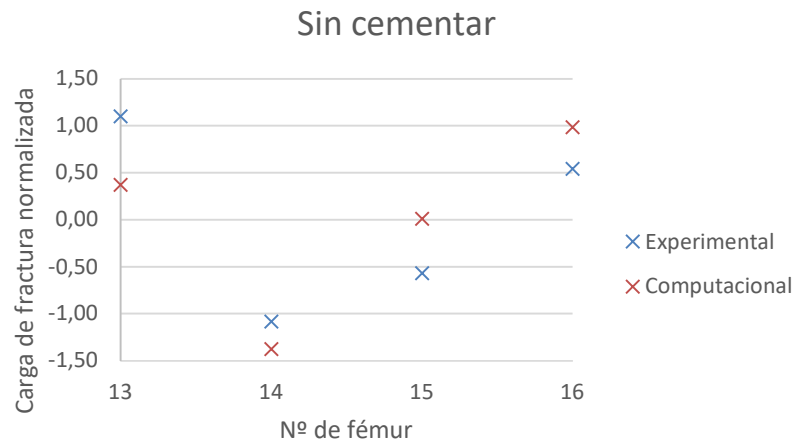


FIGURA 4.8. GRÁFICA COMPARATIVA DE CARGAS DE FRACTURA NORMALIZADAS EXPERIMENTALES Y COMPUTACIONALES PARA TODOS LOS FÉMURES CON CEMENTO DE TIPO OPACITY

En este último caso, en la figura 4.8 se aprecia que los resultados tienen un distanciamiento intermedio al que tenían en los dos casos anteriores. El coeficiente de Pearson obtenido es igual a 0.8076, por lo que nuevamente, existe una correlación lineal positiva.

5 Conclusiones y desarrollo futuro

Se ha cumplido el objetivo del trabajo, que era desarrollar un modelo computacional para la simulación de un fémur y predecir dónde se va a localizar la misma. Dicho modelo computacional se puede emplear, a su vez, para determinar la carga de fractura en fémures con dos tipos de cemento distintos o sin cementar.

La validación del modelo se ha realizado mediante la comparación de los resultados obtenidos experimental y computacionalmente para los mismos fémures, obteniendo que en todos los grupos (fémures con cemento Opacity, con F20 y sin cemento) se obtiene una correlación positiva entre los resultados de carga de fractura experimental y computacional, con lo que el modelo desarrollado se puede considerar adecuado.

Cuando se realiza la femoroplastia, cabría esperar que las cargas de fractura obtenidas fuesen mayores en los fémures cementados. Sin embargo, en este trabajo, tanto experimental como computacionalmente se ha obtenido lo contrario. Este resultado es indicativo de que la femoroplastia requiere una planificación previa para optimizar sus resultados y conseguir lo que se espera de ella, que es reducir el riesgo de fractura de los fémures. Por lo tanto, ya que se ha comprobado que el modelo computacional predice de forma adecuada la fractura, sería interesante emplearlo para analizar el proceso de inyección de cemento, determinando así el lugar más adecuado y la cantidad de cemento necesarios para que las femoroplastias sean lo más efectivas posible.

Adicionalmente, se ha analizado el efecto que tiene la inyección de cemento en los fémures sobre la carga de fractura de los mismos, habiéndose obtenido que la carga de rotura es superior en los casos en los cuales se inyecta cemento del tipo Opacity, lo que se debe a que es un cemento que tiene una menor viscosidad, por lo que, en el momento de la inyección su distribución se realiza de una manera más homogénea y por tanto, las características mecánicas del fémur obtenido finalmente son mejores. Se podría emplear el modelo computacional desarrollado para determinar qué tipo de cemento es preferible emplear en cada caso de acuerdo a su viscosidad y características del fémur considerado.

Como línea futura se podría implementar en el modelo computacional la distinción entre el tipo de hueso al que pertenece cada elemento, de manera que el modelo tuviera en cuenta el diferente comportamiento a tracción y compresión del hueso cortical y trabecular, que en ambos casos es diferente.

Dado que las cargas de fractura obtenidas computacionalmente son notablemente mayores a las experimentales, se puede plantear el análisis del modelo con una malla formada por elementos cuadráticos en lugar de lineales para estudiar si de esta manera, la carga de fractura obtenida computacionalmente disminuye y se aproxima en una mayor medida a la obtenida experimentalmente. Con el mismo objetivo, se plantea modelar el hueso trabecular como un hueso poroso en lugar de continuo.

Adicionalmente, sería interesante tener en cuenta cuando un elemento de la malla falla para reducir sus propiedades mecánicas para, de esta forma, obtener una carga de fractura computacional más próxima a la real.

Por otra parte, en el caso de poder acceder a una mayor cantidad de fémures artificiales, se podrían realizar los ensayos con los mismos para, de esta manera, conseguir unos resultados con unos grupos de población mayores y, por tanto, más estándares. Adicionalmente, resultaría interesante, como ya se ha comentado, analizar la influencia de la cantidad de cemento infiltrado y el ángulo de infiltración del mismo.

6 Bibliografía

- [1] <https://www.segg.es/institucional/2017/02/23/en-espa%C3%B1a-la-osteoporosis-afecta-a-3-millones-y-medio-de-personas>
- [2] <https://www.teknimed.com/portfolio-items/opacity/>
- [3] <https://www.teknimed.com/portfolio-items/f20/>
- [4] B. Nicayenzi, S. Shah, E. H. Schemitsch, H. Bougherara and R. Zdero. The biomechanical effect of changes in cancellous bone density on synthetic femur behaviour. Proc. IMechE Vol. 225 Part H: J. Engineering in Medicine. doi: 10.1177/0954411911420004
- [5] A. R. MacLeod, H. Rose, H. S. Gill. A validated Open-Source Multisolver Fourth-Generation Composite Femur Model. Journal of Biomechanical Engineering, Dec. 2016. Vol.138.
- [6] S. J. Ramos-Infante, A. Ten-Esteve, A. Alberich-Bayarri, M. A. Pérez. Discrete particle model for cement infiltration within open-cell structures: Prevention of osteoporotic fracture. PLoS ONE 13(6): e0199035. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0199035>
- [7] S. J. Ramos-Infante, M. A. Pérez. High- and low-viscosity cement for osteoporotic femoral augmentation: A computational subject-specific approach. Engineering Fracture Mechanics. <https://doi.org/10.1016/j.engfracmech.2019.106647>
- [8] H. H. Baryraktar, E. F. Morgan, G. L. Niebur, G. E. Morris, E. K. Wong, T. M. Keaveny. Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. Journal of Biomechanics 37 (2204) 27-35. doi:10.1016/S0021-9290(03)00257-4.
- [9] W. Pistoia, B. van Rietbergen, A. Laib, P. Rüegsegger. High-Resolution Three-Dimensional-pQCT Images Can Be an Adequate Basis for In-Vivo μ FE Analysis of Bone. J Biomech Eng. 2001;123(2):176–83.
- [10] S. Saha, S. Pal. The mechanical properties of bone cement: a review. J Biomed Mater Res 1984, 18: 435–462